



19 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

12 **Offenlegungsschrift**  
10 **DE 199 01 763 A 1**

51 Int. Cl. 7:  
**G 01 R 33/561**  
G 01 N 24/08

21 Aktenzeichen: 199 01 763.8  
22 Anmeldetag: 18. 1. 1999  
43 Offenlegungstag: 27. 7. 2000

DE 199 01 763 A 1

71 Anmelder:  
Siemens AG, 80333 München, DE

72 Erfinder:  
Heid, Oliver, Dr.med., 91710 Gunzenhausen, DE

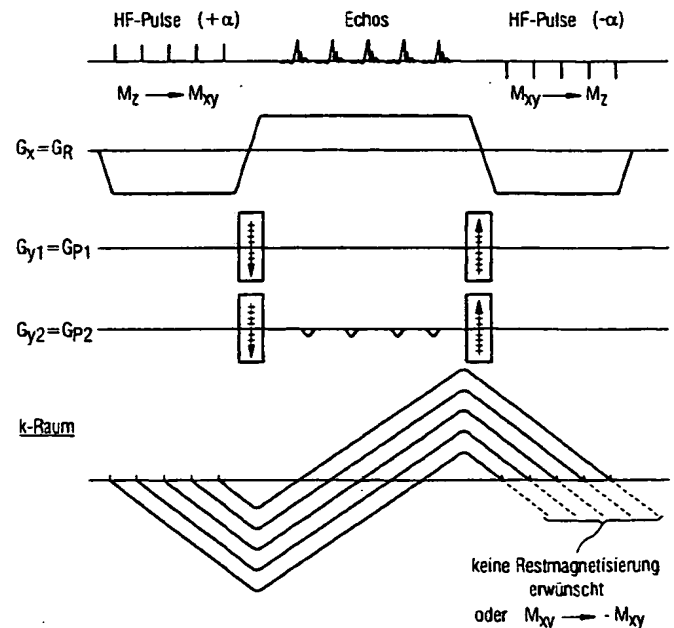
56 Entgegenhaltungen:  
DE 44 27 497 C2  
DE 42 32 883 A1  
JP 09-2 62 219 A  
Journ. Magn. Res. B 101, S. 106-109, 1993;

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 **Impulssequenz für ein Kernspintomographiegerät**

57 Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren und Kernspintomographiegerät zur ultraschnellen Kernspintomographie mit einer Impulssequenz, bei der Bilddaten gemäß einer Impulssequenz erhalten werden, bei der im Gleichgewichtszustand der Magnetisierungsvektor um einen Winkel  $\pm \alpha$  schwingt, wobei  $\alpha$  kleiner als  $90^\circ$  ist. Dies ist beispielsweise bei einer SSFP-Sequenz der Fall. Jeweils während einer Halbwelle eines Auslese-Gradientenimpulses wird ein HF-Impulszug, bestehend aus mehreren HF-Impulsen, eingestrahlt (15). Dabei kann ein bipolarer Auslese-Gradientenimpulszug verwendet werden, wobei ein HF-Impulszug jeweils während einer negativen Halbwelle des Auslese-Gradientenimpulszuges eingestrahlt (15) wird.



DE 199 01 763 A 1

## Beschreibung

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine Impulssequenz für ein Kernspintomographiegerät sowie auf ein Kernspintomographiegerät.

Dabei bezieht sich die Erfindung auch Techniken, die Impulssequenzen verwenden, bei denen im Gleichgewichts(Steady-State)-Zustand der Magnetisierungsvektor bei Anregungsimpulsen von  $\pm\alpha$  zwischen  $+\alpha/2$  und  $-\alpha/2$  schwingt. Beispiele für solche Impulssequenzen sind die SSFP- und die FISP-Impulssequenz, die im folgenden erläutert werden.

Aus der DE 44 27 497 C2 ist eine Impulssequenz für ein Kernspintomographiegerät bekannt. Bei dieser Impulssequenz wird eine üblicherweise als "FISP" (Fast Imaging with Steady Precision) bezeichnete Impulssequenz verwendet. Der Begriff "FISP" ist auf dem Gebiet der Computertomographie ein feststehender Begriff für eine bestimmte Impulssequenz und ist beispielsweise in G. Krestl, "Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik", Siemens AG, 2. Auflage, 1998, S. 544 bis 547, ausdrücklich erläutert. Gemäß der in der DE 44 27 497 C2 beschriebenen Impulssequenz wird eine solche FISP-Impulssequenz dahingehend abgeändert, daß vor der FISP-Impulssequenz in einer Präparationsphase ein Hochfrequenzimpuls eingestrahlt wird. Dieser Hochfrequenzimpuls ist frequenzselektiv und wird unter der Wirkung eines Schichtselektionsgradienten eingestrahlt, so daß nur eine Schicht des Untersuchungsobjekts angeregt wird. Die mit dem Schichtselektionsgradienten verursachte Dephasierung wird durch den entgegengesetzt gerichteten Gradienten wieder rückgängig gemacht. Der Hochfrequenzimpuls weist dabei einen Flipwinkel aus, der eine Auslenkung der Magnetisierung erzeugt, wie sie sich im stationären Zustand der nachfolgenden Impulssequenz einstellt. Allgemein schwingt der Magnetisierungsvektor bei Anregungsimpulsen von  $\pm\alpha$  zwischen  $+\alpha/2$  und  $-\alpha/2$  und der Hochfrequenzimpuls muß dann einen Flipwinkel von  $\alpha/2$  mit einer zum nachfolgenden Hochfrequenz-Anregungsimpuls invertierten Phasenlage haben.

Im Gleichgewichts(Steady-State)-Zustand schwingt wie gesagt der Magnetisierungsvektor bei Anregungsimpulsen von  $\pm\alpha$  zwischen  $+\alpha/2$  und  $-\alpha/2$ . Hinsichtlich einer schnellen Bildgebung stellt die Spinmagnetisierung ein Problem dar, da sich diese bei Meßbeginn noch nicht im eingeschwungenen Zustand (Steady-State) befindet und zu Signalschwankungen zwischen den Echos, d. h. Rohdatenzeilen führt, die Bildartefakte hervorrufen. Das in der DE 44 27 497 C2 vorgeschlagene Verfahren löst dieses Problem vor Beginn der eigentlichen FISP-Sequenz dadurch, daß die Magnetisierung durch einen Einschwing-HF-Anregungsimpuls in einen Näherungszustand des eingeschwungenen Zustands versetzt wird.

Weiterhin ist bspw. aus G. Krestl, "Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik", Siemens AG, 2. Auflage, 1998, S. 544 bis 547, eine sogenannte SSFP-Impulssequenz (Steady State Free Precession) bekannt, die sich von der FISP-Sequenz im wesentlichen dadurch unterscheidet, daß refokussierende Gradientenimpulse in allen drei Richtungen verwendet werden.

Aus Heid, "Ultra-Rapid Gradient Echo Imaging", 33, S. 143 bis 149, 1995, ist ein Verfahren zur schnellen Bilderstellung auf Grundlage einer Gradientenecho-Kernspinresonanztechnik bekannt. Dabei (s. Fig. 1) wird ein äquidistanter HF-Impulszug während einer Phase eines konstanten Auslesefeldgradienten ausgeübt, wodurch im K-Raum eine Anzahl an Pfaden erzeugt und gekoppelt wird.

Die zuletzt genannten Technik ist ein Beispiel für sogenannte Burst-Verfahren, die indessen den Nachteil haben,

daß das ausgelesene Signal mit steigender Meßgeschwindigkeit rapide absinkt. Bei sogenannten SSFP-Signalen bleibt indessen die Signalamplitude auch bei hoher Wiederholungsrate (Echorate) erhalten. Dafür haben SSFP-Techniken den Nachteil, daß die erreichbare Meßgeschwindigkeit durch eine hohe Zahl an Gradientenschalttrampen pro Echo stark eingeschränkt ist.

Die vorliegende Erfindung hat daher zur Aufgabe, ein SSFP (Steady State Free Precession)-Verfahren derart weiterzubilden, daß die Meßgeschwindigkeit erhöht werden kann.

Die genannte Aufgabe wird dabei durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. Die abhängigen Ansprüche bilden den zentralen Gedanken der Erfindung in besonders vorteilhafter Weise weiter.

Gemäß der vorliegenden Erfindung ist also ein Verfahren zur ultraschnellen Kernspintomographie vorgesehen, bei dem eine Impulssequenz verwendet wird, gemäß der Bildarten derart erhalten werden, daß im Gleichgewichtszustand der Magnetisierungsvektor um einen Winkel  $\pm\alpha$  schwingt, wobei  $\alpha$  kleiner als  $90^\circ$  ist. Erfindungsgemäß wird während einer Halbwelle eines Auslese-Gradientenimpulses der Impulssequenz ein Impulszug bestehend aus mehreren HF-Impulsen eingestrahlt.

Dabei kann insbesondere ein bipolarer Auslese-Gradientenimpulszug verwendet werden, wobei ein HF-Impulszug bestehend aus mehreren HF-Impulsen jeweils während einer negativen Halbwelle des bipolaren Auslese-Gradientenimpulszugs eingestrahlt wird. Somit sind lediglich zwei Gradienten-Schalttrampen pro n Echos erforderlich, was eine nahezu unbegrenzte Meßgeschwindigkeit ermöglicht.

Die HF-Impulse können amplituden- und/oder phasenmoduliert sein, so daß während eines Impulszugs entstehende Spin- und stimulierte Echos und damit der Verlust an nutzbarer Spinmagnetisierung durch Echopfadaufspaltung möglichst reduziert sind.

Die Gradientenschaltung kann in allen Raumrichtungen von HF-Impulszug zu HF-Impulszug jeweils vollständig rephasiert sein. Es ist anzumerken, daß diese vollständige Rephasierung der Gradientenschaltung ein weiterer Unterschied zu dem bekannten Burst-Verfahren ist.

Jeder HF-Impulszug kann aus einem ersten und einem zweiten HF-Impulszugteil bestehen, wobei der erste und der zweite HF-Impulszugteil jeweils aus mehreren HF-Impulsen besteht, wobei der ersten HF-Impulszugteil so ausgebildet ist, daß die aus dem vorhergehenden HF-Impulszug herrührende (Rest-)Z-Magnetisierung in die XY-Ebene ausgelenkt wird, und der zweite HF-Zug so ausgebildet ist, daß die Magnetisierung wieder in die Z-Richtung zurückgedreht wird.

Die Phasencodier-Gradientenschaltung kann zwischen dem ersten und dem zweiten HF-Impulszugteil (zeitlich gesehen) einen Spoilergradienten aufweisen.

Gemäß der vorliegenden Erfindung ist weiterhin ein Kernspintomograph mit einer Impulssequenz-Steuerung vorgesehen, die zur Ausführung einer ultraschnellen Kernspintomographie mit einer Impulssequenz ausgebildet ist, bei der im Gleichgewichtszustand der Magnetisierungsvektor um einen Winkel  $\pm\alpha$  schwingt, wobei  $\alpha$  kleiner als  $90^\circ$  ist. Dies ist beispielsweise bei der bekannten SSFP-Technik der Fall.

Die Impulssequenz-Steuerung steuert einen HF-Block und eine Gradientenschaltung derart an, daß jeweils während einer Halbwelle eines Auslese-Gradientenimpulszugs der Impulssequenz ein HF-Impulszug bestehend aus mehreren HF-Impulsen eingestrahlt wird.

Im folgenden werden nun Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung bezugnehmend auf die Figuren der

Zeichnungen näher erläutert.

Fig. 1 zeigt ein Schaltblockschema eines erfindungsgemäßen Kernspintomographiegeräts,

Fig. 2 zeigt eine schematische Ansicht eines erfindungsgemäßen Impulssequenz-Schaltschemas,

Fig. 3 zeigt Ausführungsbeispiele für das allgemeine Schema von Fig. 2,

Fig. 4 zeigt eine Abwandlung des Ausführungsbeispiels gemäß Fig. 3,

Fig. 5 zeigt ein Impulssequenz-Schaltschema, bei dem ein bipolarer Auslese-Gradientenimpuls verwendet wird, aber im Gegensatz zu den Ausführungsbeispielen von Fig. 2 bis 4 nur ein HF-Impuls pro negativer Halbwellen des bipolaren Auslese-Gradientenimpulses eingestrahlt wird, und

Fig. 6 zeigt das Gradienten-Schaltschema, wie es aus dem Stand der Technik bekannt ist.

Bezugnehmend auf Fig. 6 wird nunmehr zuerst eine sogenannte TRUE-FISP (Fast Imaging with Steady Precision)-Sequenz erläutert. Jede Teilsequenz beginnt in einem Zeitabschnitt I mit einem Hochfrequenz-Anregepuls  $RF_1$ , der im Ausführungsbeispiel einen Flipwinkel von  $90^\circ$  aufweist. Der Hochfrequenzpuls  $RF_1$  ist frequenzselektiv und wird unter einem Schichtselektionsgradientenpuls  $GS_2$  eingestrahlt, so daß nur eine selektierte Schicht des Untersuchungsobjekts angeregt wird. In einem Zeitabschnitt II erfolgt durch einen Gradienten  $GR_2$  eine Dephasierung der Kernmagnetisierung in Ausleserichtung. Ferner wird im Zeitabschnitt II ein Phasencodiergradientenimpuls  $G_{P2}$  sowie ein entgegengesetzt zum Schichtselektionsgradientenpuls  $GS_2$  gerichteter Gradientenpuls  $GS_3$  eingeschaltet. Durch den Gradientenpuls  $GS_3$  wird die durch den Schichtselektionsgradientenpuls  $GS_2$  verursachte Dephasierung wieder kompensiert.

Im Zeitabschnitt III wird eine Auslesegradientenpuls  $GR_3$  eingeschaltet und damit eine Rephasierung der Kernspins erreicht, so daß ein Kernresonanzsignal  $S1$  entsteht. Dieses Kernresonanzsignal  $S1$  wird abgetastet und in herkömmlicher Weise zur Erstellung eines Bildes verwendet.

In einem Zeitabschnitt IV werden ein Schichtselektionsgradientenpuls  $GS_4$  in positiver Schichtselektionsrichtung, ein Gradientenpuls  $G_{P3}$  entgegengesetzt zum Gradientenpuls  $G_{P2}$  und ein Gradientenpuls  $GR_4$  in negativer Ausleserichtung eingeschaltet.

In einem Zeitabschnitt V schließlich wird unter einem Schichtselektionsgradientenpuls  $GS_5$  in negativer Schichtselektionsrichtung ein Hochfrequenzpuls  $RF_2$  mit einem Flipwinkel von  $-90^\circ$  eingeschaltet. Damit wird ein neues Ausleseintervall eingeleitet. Die dargestellte Pulssequenz wird  $n$  mal mit unterschiedlichen Werten der Phasencodiergradientenpulse  $G_{P2}$  wiederholt. Dabei wird die Phasenlage der Hochfrequenz-Anregepulse von Pulssequenz zu Pulssequenz invertiert, so daß die Vorzeichen der durch die Anregepulse  $RF$  bewirkten Flipwinkel alternieren. Der Abstand zwischen zwei Hochfrequenz-Anregepulsen  $RF$  wird mit  $T_R$  (Repetitionszeit) bezeichnet. Alle Gradienten sind so geschaltet, daß ihr Zeitintegral über eine Repetitionszeit  $T_R$  Null ergibt.

Bei diesem Verfahren ist eine schnelle Bildgebung möglich, da die Repetitionszeit  $T_R$  wesentlich kürzer gemacht werden kann als die Relaxationszeiten  $T1$  und  $T2$ .

Bei der dargestellten Pulssequenz wird die Auslenkung der Magnetisierung durch den ersten Hochfrequenz-Anregepuls  $RF_1$  auf  $90^\circ$ , durch den zweiten Hochfrequenz-Anregepuls  $RF_2$  auf etwa  $0^\circ$  gebracht, so daß in einem Einschwingvorgang nur jede zweite Hochfrequenz-Anregung ein Signal liefert. Erst nach einem Einschwingvorgang, der etwa in der Größenordnung von  $T1$  bzw.  $T2$  liegt, wird ein stationärer steady-state-Zustand erreicht, bei dem der Flipwinkel sich

zwischen  $+45^\circ$  und  $-45^\circ$  bewegt. Bis zur Erreichung dieses stabilen Zustands oszilliert das Kernresonanzsignal sehr stark und kann in der Praxis nicht ausgewertet werden.

Bei der vorliegenden Erfindung kann statt der FISP-Impulssequenz beispielsweise eine SSFP-Impulssequenz verwendet werden, die sich von der FISP-Sequenz im wesentlichen dadurch unterscheidet, daß refokussierende Gradientenimpulse in allen drei Richtungen verwendet werden.

Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf eine Technik, bei der Bilddaten gemäß einer Impulssequenz erhalten werden, bei der im Gleichgewichts (Steady-State)-Zustand der Magnetisierungsvektor bei Anregungsimpulsen von  $\pm\alpha$  zwischen  $+\alpha/2$  und  $-\alpha/2$  schwingt. FISP oder SSFP sind Beispiele für solche Impulssequenzen.

Bezugnehmend auf Fig. 1 wird nunmehr der allgemeine Aufbau eines erfindungsgemäßen Kernspintomographiegeräts erläutert. Dies weist eine Bedienkonsole 1, einen Massenspeicher 2, einen Systemprozessor 3, eine Bildverarbeitung 4, einen Systemtaktgenerator 5, eine Impulssequenz-Steuerung 6, einen HF-Block 7, einen HF-Verstärker 8, einen  $G_x$  (Auslese-) Gradientenverstärker 9, einen  $G_y$  (Phasencodier-) Gradientenverstärker 10, einen  $G_z$  (Auslese-) Verstärker 11, eine Abschirmansteuerung 12, eine Magnetspulen-Versorgung 13, Gradientenspulen 14 sowie einen HF-Resonator/Antenne 15 auf. Für die vorliegende Erfindung sind insbesondere der Aufbau und die Funktion der Impulssequenzsteuerung 6, des HF-Blocks 7, des Auslese-Gradientenverstärkers 9, der Gradientenspulen 14 sowie des HF-Resonators/Antenne 15 von Bedeutung.

Bezugnehmend auf Fig. 2 soll nunmehr ein erfindungsgemäßes Impulssequenz-Schema erläutert werden. Von Bedeutung ist dabei, daß der Auslese-Gradientenimpuls zu  $GR$  bipolar ausgeführt ist. Dabei werden pro negativer Halbwellen des Gradienten-Ausleseimpulszugs mehrere HF-Impulse eingestrahlt. Dementsprechend können in der positiven Halbwellen des Auslesegradienten-Impulszugs mehrere Echos entsprechend der Anzahl der HF-Impulse, die während der negativen Halbwellen eingestrahlt wurden, erhalten werden. In der nächstfolgenden Halbwellen des Auslesegradienten-Impulszugs werden dann wieder mehrere HF-Impulse eingestrahlt.

Merkmale der erfindungsgemäßen Impulssequenz, die auf einer Steady-State-Free-Precession-Sequenz beruht, sind somit wie folgt:

- bipolarer Auslesegradientenimpulszug
- eine Abfolge von HF-Impulsen (Impulszugs), die jeweils während einer, nämlich der negativen Gradientenhalbwelle des Auslesegradientenimpulszugs eingestrahlt werden, und
- Phasen- und Amplitudenmodulation der HF-Impulse eines HF-Impulszugs.

Im Gegensatz zu der bekannten Burst-Technik ist darüber hinaus, wie aus Fig. 2 ersichtlich, die Gradientenschaltung in allen Raumrichtungen von HF-Impulszug zu HF-Impulszug vollständig rephasiert, so daß tatsächlich das Steady-State-Free-Precession-Signalverhalten erreicht werden kann. Die Phasen- und gegebenenfalls Amplitudenmodulation der HF-Impulse des HF-Impulszugs ist derart, daß die während jedes HF-Impulszugs entstehenden Spin- und stimulierten Echos möglichst unterdrückt werden.

Der zweite und dementsprechend auch weitere HF-Impulszüge sind derart beschaffen, daß sie zunächst die vom vorherigen HF-Impulszug herrührende Quermagnetisierung in die Z-Richtung zurückdrehen, bevor sie den Magnetisierungsvektor für den nächsten Echozug wieder auslenken. Diese Ausführungsform ist in Fig. 4 dargestellt.

Das genannte HF-Anregungsschema kann auch dadurch erreicht werden, daß ein HF-Impulszug einen "zurückdrehenden" HF-Impulszugteil aufweist, in dem ein zweiter HF-Impulszugteil angeordnet ist, der die Spins wieder auslenkt (Ausführungsform von Fig. 3). Im Gegensatz dazu sind der erste und der zweite HF-Impulszugteil gemäß Fig. 4 zu einem einzelnen Impulszug kombiniert.

Die Abstände zwischen dem auslenkenden und dem rückdrehenden HF-Impulszug müssen jeweils so kurz gehalten werden, daß eine durch Feldinhomogenitäten verursachte Off-Resonanz zu einer Spindephasierung von maximal 130° bis 150° in der Zeitspanne zwischen zwei HF-Impulsperioden führt.

Die Phasencodierung kann wie üblich durch Tabellen vor und nach dem Echozug und Blipgradientenimpulse zwischen den Einzelechos erreicht werden (s.  $G_p$  in Fig. 2, 3 und 4). Für höhere Bildmatrixgrößen kann die Messung segmentiert werden. Die Bildrekonstruktion kann z. B. durch eine Fourier-Transformation geleistet werden.

Wie in Fig. 3 ersichtlich, kann für den Fall, daß ein HF-Impulszug mit einem ersten HF-Impulszugteil und einem zweiten HF-Impulszugteil wie oben bereits ausgeführt verwendet wird, zeitlich zwischen diesen beiden HF-Impulszugteilen das Phasencodier-Gradientenschema einen Spoiler-Impuls  $G_{SP}$  aufweisen. Zu dem gleichen Zeitpunkt kann auch das Auslese-Gradientenschaltungschema in der negativen Halbwelle des Auslese-Gradientenimpulszugs einen Gradientenspoiler  $G_{SP}$  aufweisen.

Bezugnehmend auf Fig. 5 soll nunmehr ein weiteres Ausführungsbeispiel der Erfindung erläutert werden.

Fig. 5 zeigt ein weiteres Ausführungsbeispiel für eine Impulssequenz gemäß der vorliegenden Erfindung, bei der weiterhin ein bipolarer Auslesegradientenimpulszug  $G_R$  verwendet wird. Im Gegensatz zu dem Ausführungsbeispiel von Fig. 4 wird indessen bei dem vorliegenden Ausführungsbeispiel nur ein HF-Impuls pro negativer Halbwelle des bipolaren Gradientenimpulszugs  $G_R$  eingestrahlt. Wie bei SSFP-Impulssequenzen üblich, alterniert dabei der HF-Impuls ( $\pm\alpha$ ). In Fig. 5 sind mit  $G_y$  ( $= G_p$ ) und  $G_y'$  ( $= G_p$ ) verschiedene Möglichkeiten dargestellt, wie eine zweidimensionale bzw. dreidimensionale Phasencodierung erhalten werden kann.

Im übrigen ist es auch bei dem Ausführungsbeispiel von Fig. 5 so, daß ein vollständig rephasierendes Gradientenschaltungschema (im Gegensatz zum Burst-Experiment) verwendet wird. Im Unterschied zu der bekannten True-FISP-Sequenz (s. Fig. 6) sind nur vier statt sechs Gradientenrampen (von 0 auf  $\pm G_{max}$ ) erforderlich, was eine Meßgeschwindigkeitssteigerung ermöglicht. Der einzelne pro negativer Halbwelle des bipolaren Gradientenimpulszugs eingestrahlte HF-Impuls kann derart amplituden- und/oder phasenmoduliert werden, daß eine Einschränkung des Meßfelds in Read-Out-Richtung (Z-Richtung) erreicht wird.

Gemäß der vorliegenden Erfindung sind, wie aus den Figuren ersichtlich, lediglich zwei Gradientenschaltatrampen hinsichtlich des Auslese-Gradientenimpulszugs pro N Echos erforderlich, wodurch sich eine fast unbegrenzte Meßgeschwindigkeit ergibt. Im Gegensatz zu bekannten Burst-Verfahren, bei denen das Signal mit steigender Meßgeschwindigkeit rapide absinkt, bleibt bei einem Impulszug gemäß der vorliegenden Erfindung die Signalamplitude auch bei hoher Echorate erhalten.

#### Patentansprüche

1. Verfahren zur ultraschnellen Kernspintomographie mit einer Impulssequenz, bei der Bilddaten gemäß einer Impulssequenz (6) erhalten werden, bei der im

Gleichgewichtszustand der Magnetisierungsvektor um einen Winkel  $\pm \alpha$  schwingt, wobei  $\alpha$  kleiner als 90° ist, dadurch gekennzeichnet, daß ein bipolarer Auslese-Gradientenimpulszug verwendet wird, wobei wenigstens ein HF-Impuls während einer jeden negativen Halbwelle des bipolaren Auslese-Gradientenimpulszugs eingestrahlt (15) wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß jeweils während einer negativen Halbwelle eines Auslese-Gradientenimpulses (9, 14) der Impulssequenz ein Impulszug bestehend aus mehreren HF-Impulsen eingestrahlt (15) wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der wenigstens eine HF-Impuls amplituden- und/oder phasenmoduliert ist.

4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Gradientenschaltung (9, 10, 11) in allen Raumrichtungen von HF-Impuls/Impulszug zu HF-Impuls/Impulszug jeweils vollständig rephasiert ist.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß jeder HF-Impulszug (6, 7) aus einem ersten und einem zweiten HF-Impulszugteil besteht, die jeweils aus mehreren HF-Impulsen bestehen, wobei der erste HF-Impulszugteil so ausgebildet ist, daß die aus dem vorhergehenden HF-Impulszug herrührende (Rest-)Z-Magnetisierung in die XY-Ebene ausgelenkt wird, und der zweite HF-Impulszug so ausgebildet ist, daß die Magnetisierung wieder in die Z-Richtung zurückgedreht wird.

6. Kernspintomograph, aufweisend eine Impulssequenz-Steuerung (6), die zur Ausführung einer ultraschnellen Kernspintomographie mit einer Impulssequenz ausgebildet ist, bei der im Gleichgewichtszustand der Magnetisierungsvektor um einen Winkel  $\pm \alpha$  schwingt, wobei  $\alpha$  kleiner als 90° ist, dadurch gekennzeichnet, daß die Impulssequenz-Steuerung (6) die Gradientenschaltung (9) auf einen bipolaren Auslese-Gradientenimpulszug ansteuert und die Impulssequenz-Steuerung (6) einen HF-Block (7, 8) derart ansteuert, daß jeweils während einer negativen Halbwelle eines Auslese-Gradientenimpulses der Impulssequenz ein wenigstens ein HF-Impuls eingestrahlt wird.

7. Kernspintomograph nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß ein Impulszug bestehend aus mehreren HF-Impulsen jeweils während einer negativen Halbwelle des Auslese-Gradientenimpulses durch den HF-Block (7, 8) eingestrahlt wird.

8. Kernspintomograph nach Anspruch 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, daß der wenigstens eine HF-Impuls amplituden- und/oder phasenmoduliert ist.

9. Kernspintomograph nach einem der Ansprüche 6 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Gradientenschaltung (9, 10, 11) in allen Raumrichtungen von HF-Impuls/Impulszug zu HF-Impuls/Impulszug jeweils vollständig rephasiert ist.

10. Kernspintomograph nach einem der Ansprüche 7 oder 8, dadurch gekennzeichnet, daß jeder HF-Impulszug aus einem ersten und einem zweiten HF-Impulszugteil besteht, die jeweils aus mehreren HF-Impulsen bestehen, wobei der erste HF-Impulszugteil so ausgebildet ist, daß die aus dem vorhergehenden HF-Impulszug herrührende Magnetisierung in z-Richtung reduziert wird, und der zweite HF-Impulszug so ausgebildet ist, daß die Magnetisierung in z-Richtung wieder

neu ausgelenkt wird.

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

FIG 1

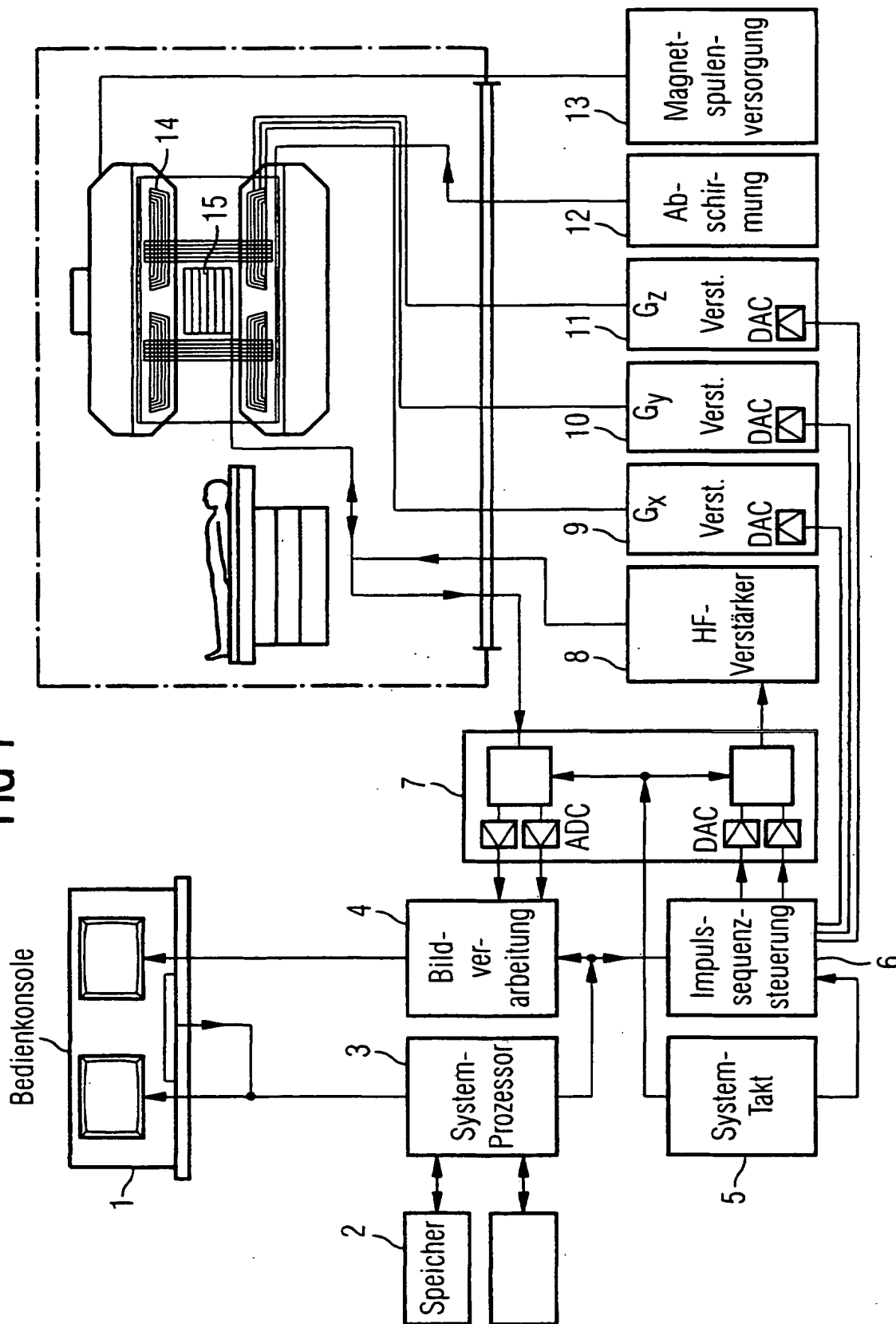


FIG 2

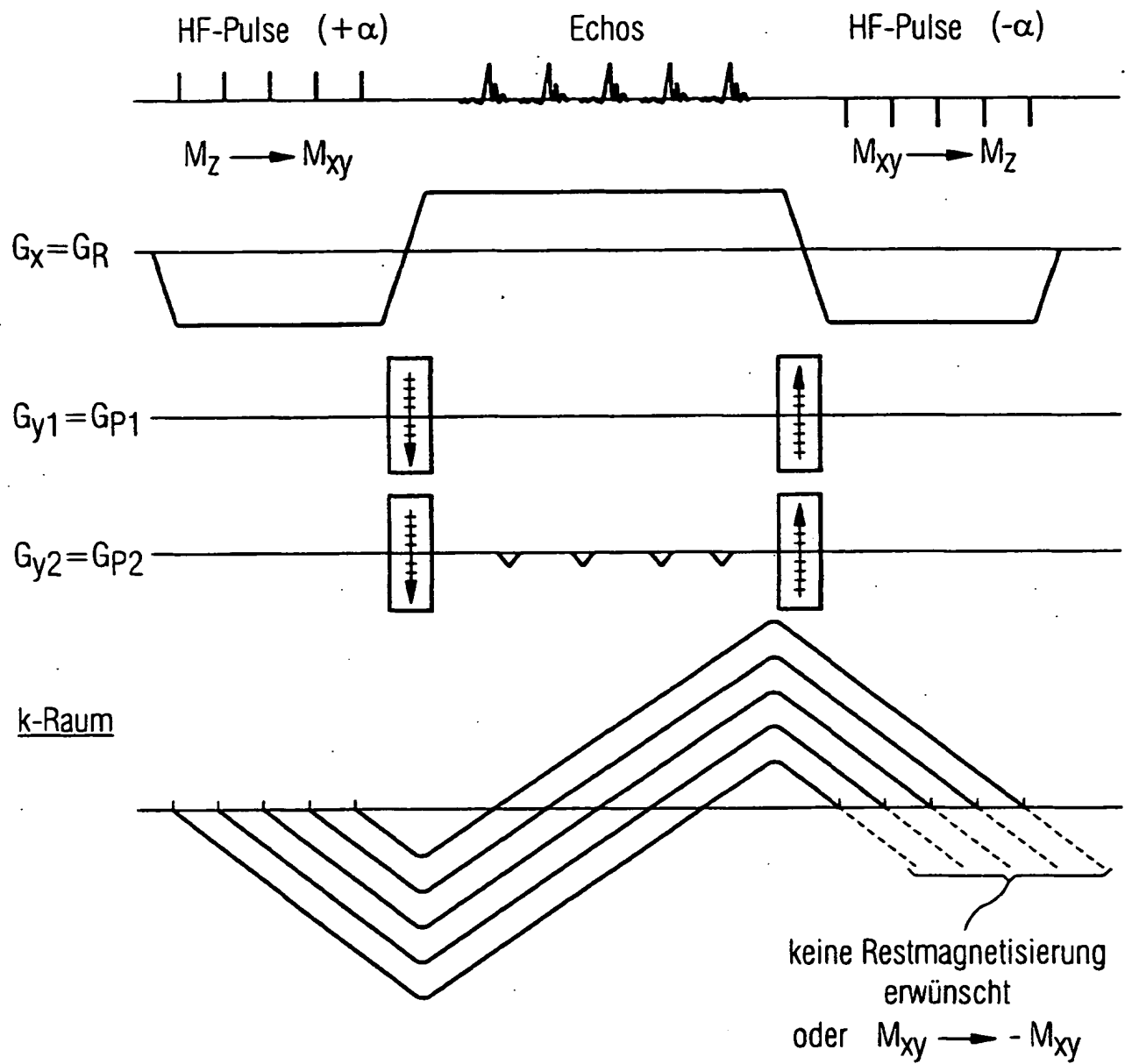


FIG 3

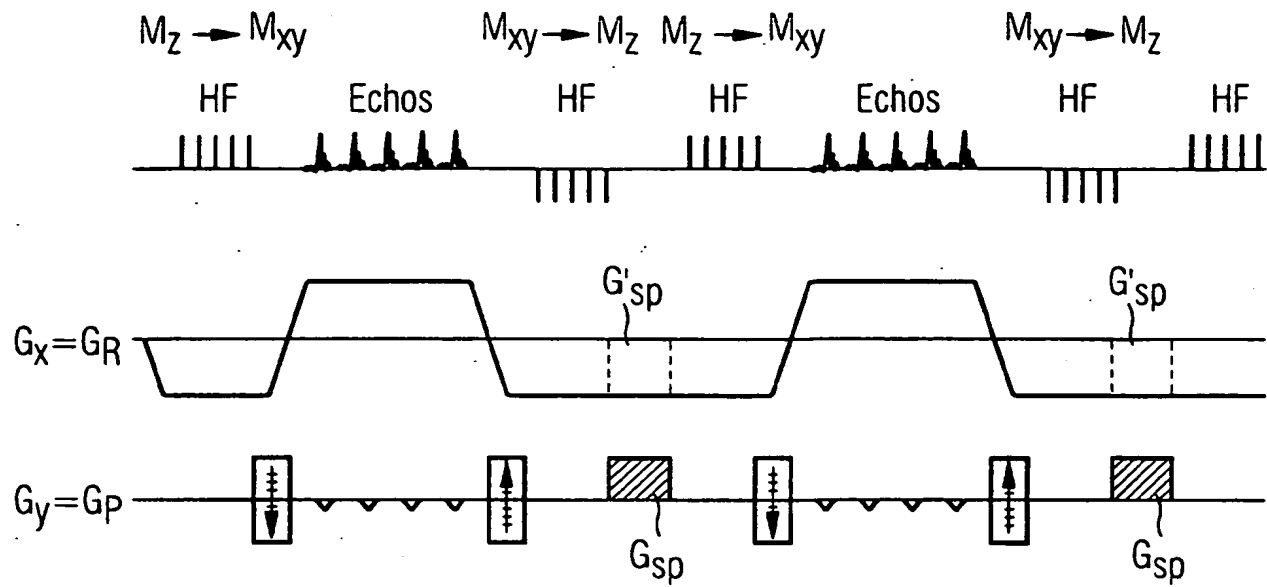


FIG 4

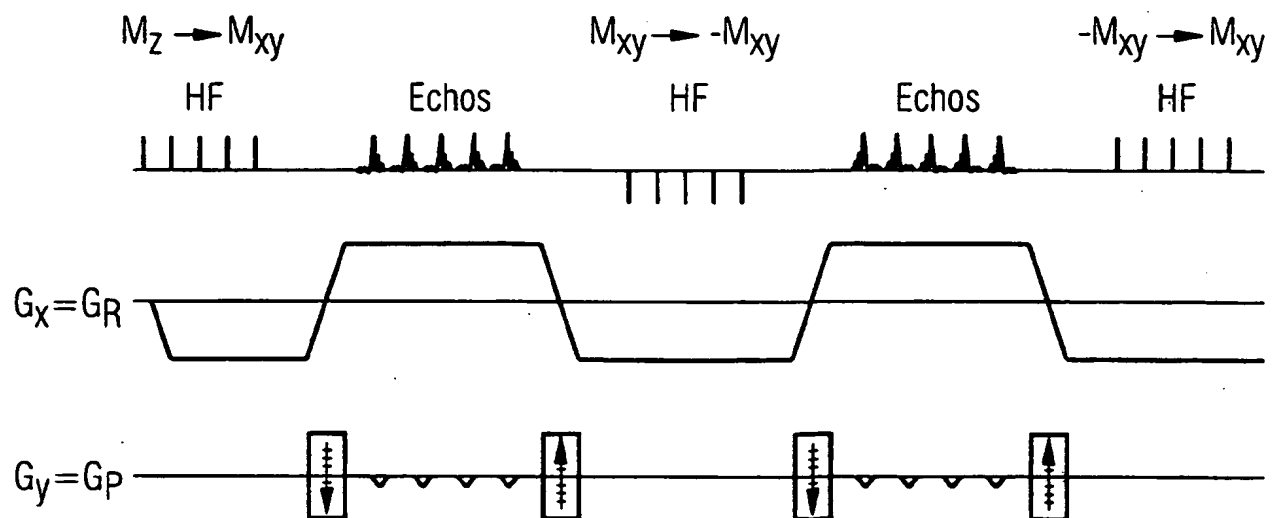




FIG 5

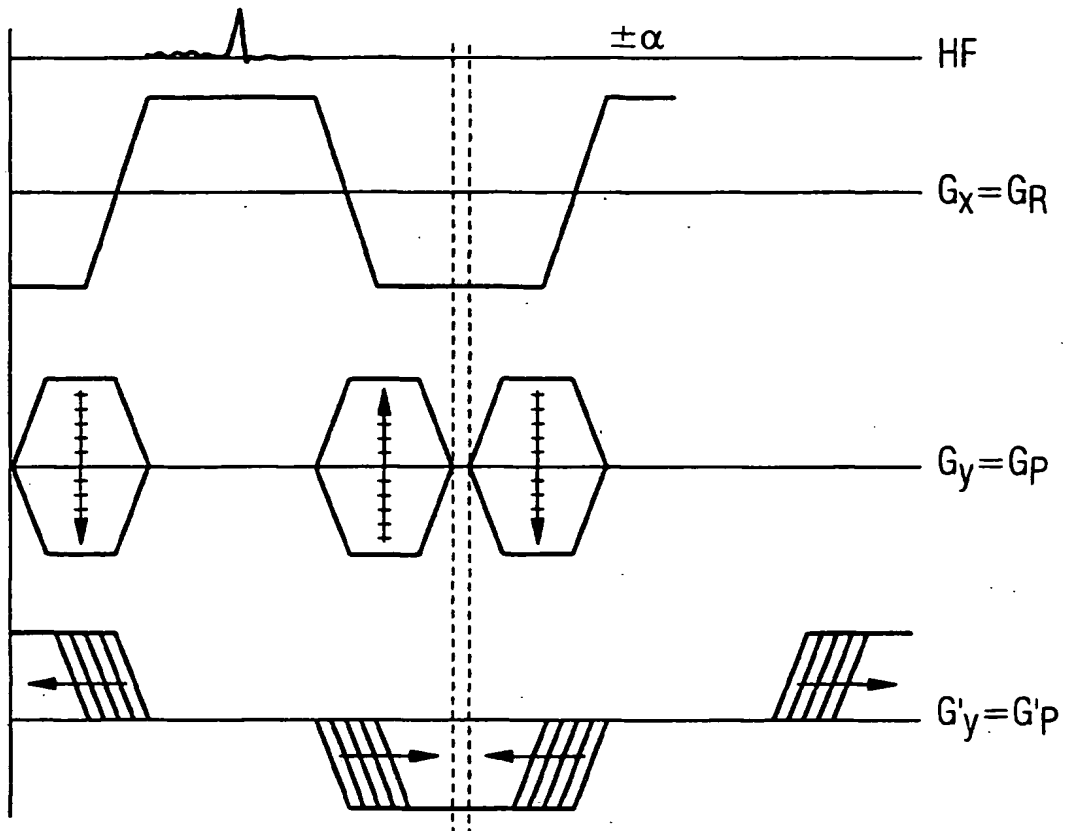


FIG 6

